

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

DIALOG(R)File 351:Derwent WPI
(c) 2003 Thomson Derwent. All rts. reserv.

010073534 **Image available**

WPI Acc No: 1994-341247/199442

XRPX Acc No: N94-267714

Computerised analysis of digitised medical images, e.g. chest images - by
image registration processing of pair of temporally sequential chest
images by performing nonlinear warping of one of images and then
performing subtraction process between warped and other image

Patent Assignee: ARCH DEV CORP (ARCH-N)

Inventor: DOI K; KANO A

Number of Countries: 002 Number of Patents: 002

Patent Family:

Patent No	Kind	Date	Applicat No	Kind	Date	Week
US 5359513	A	19941025	US 92981471	A	19921125	199442 B
JP 7037074	A	19950207	JP 93284884	A	19931115	199515

Priority Applications (No Type Date): US 92981471 A 19921125

Patent Details:

Patent No	Kind	Lan	Pg	Main IPC	Filing Notes
-----------	------	-----	----	----------	--------------

US 5359513	A		40	G06F-015/00	
------------	---	--	----	-------------	--

JP 7037074	A		22	G06T-001/00	
------------	---	--	----	-------------	--

Abstract (Basic): US 5359513 A

A pair of images are digitized and then are subjected to image registration including a nonlinear warping of one of the images so that corresponding locations in the two images are aligned with each other. Subsequent to image registration, a subtraction process is performed in order to generate a difference between the warped and unwarped images.

In this manner, slight opacities which are only present in the later image may be detected based on the subtraction of the registered images.

ADVANTAGE - Provides enhancement of interval changes occurring in pair of temporally sequential images, thus improving diagnostic accuracy.

Dwg.11a/17

Title Terms: COMPUTER; ANALYSE; DIGITAL; MEDICAL; IMAGE; CHEST; IMAGE; IMAGE; REGISTER; PROCESS; PAIR; TEMPORAL; SEQUENCE; CHEST; IMAGE; PERFORMANCE; NONLINEAR; WARP; ONE; IMAGE; PERFORMANCE; SUBTRACT; PROCESS; WARP; IMAGE

Derwent Class: S05; T01

International Patent Class (Main): G06F-015/00; G06T-001/00

International Patent Class (Additional): G06F-019/00; G06K-009/00;

G06T-003/00; H04N-005/325

File Segment: EPI

Manual Codes (EPI/S-X): S05-D02A5E; T01-J06A; T01-J10B2

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平7-37074

(43) 公開日 平成7年(1995)2月7日

(51) Int.Cl. ⁶	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
G 0 6 T 1/00				
H 0 4 N 5/325				
G 0 6 F 19/00				
	9287-5L	G 0 6 F 15/ 62	3 9 0 A	
	9163-4C	A 6 1 B 6/ 00	3 5 0 S	
	審査請求	未請求	請求項の数9	OL (全 22 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願平5-284884

(22) 出願日 平成5年(1993)11月15日

(31) 優先権主張番号 9 8 1 4 7 1

(32) 優先日 1992年11月25日

(33) 優先権主張国 米国 (U S)

(71) 出願人 591188376

アーチ・デベロップメント・コーポレーション

アメリカ合衆国、イリノイ州 60637、シカゴ、イー・ヒフティ エイツ ストリート 1101

(72) 発明者 加野 亜紀子

アメリカ合衆国、イリノイ州 60514、ウィローブルック、ナンバー612、シュワート・ドライブ 6005

(72) 発明者 土井 邦雄

アメリカ合衆国、イリノイ州 60521、ウィローブルック、レーン・コート 6415

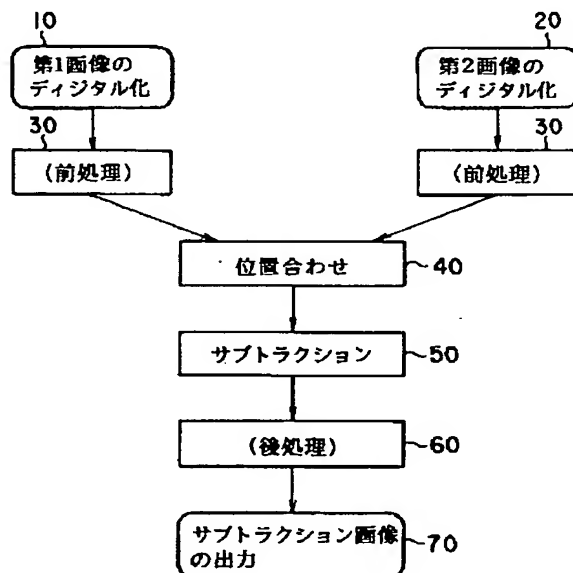
(74) 代理人 弁理士 鈴江 武彦

(54) 【発明の名称】 時間的に連続する胸部画像間の経時変化を検出する方法及び装置

(57) 【要約】

【目的】 本発明は時間的に連続したデジタル医用画像の間の経時変化を検知するために強調した画像を用いて診断の精度を高めるためのコンピュータ化された方法及び装置を提供することを目的とする。

【構成】 1組の画像はデジタル化 (ステップ10、20) され、2枚の画像における対応する位置が等しくなるように一方の画像を非線形に歪ませることを含む画像位置合わせが行なわれる (ステップ40)。この後、歪みを受けた画像と他方の画像がサブトラクション処理される (ステップ50)。後から撮影した画像にだけ存在する僅かに不透明になった部分が、サブトラクション画像において検知される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 第1、第2のデジタル胸部画像を得るステップと、

前記第1、第2のデジタル画像のうちの一方に非線形歪みを与え前記第1、第2のデジタル画像を位置合わせするステップと、

前記非線形歪みが与えられた画像と他方のデジタル画像とをサブトラクション処理するステップとを具備することを特徴とする時間的に連続なデジタル胸部画像をコンピュータ解析する方法。

【請求項2】 前記非線形歪みは前記第1、第2のデジタル画像の中で選択された多くの関心領域にローカルマッチングを行なうことにより与えられることを特徴とする請求項1に記載のコンピュータ解析方法。

【請求項3】 前記位置合わせステップの前に前記第1、第2のデジタル胸部画像の前処理を行うステップをさらに具備することを特徴とする請求項1に記載のコンピュータ解析方法。

【請求項4】 前記位置合わせステップは、

前記第1、第2のデジタル画像内で複数の関心領域を選択するステップと、

前記第1、第2のデジタル画像内の対応する関心領域の各組に対してローカルマッチングを行うステップと、

前記第1、第2のデジタル画像内の対応する関心領域の間のオフセットを示すシフト値のマッピングを行うステップと、

前記マッピングされたシフト値にカーブフィッティングを行なうステップと、

前記第1、第2のデジタル画像の一方に非線形歪みを与えるステップと、

前記非線形歪みが与えられた画像と他方のデジタル画像とを減算するステップとを具備することを特徴とする請求項1に記載のコンピュータ解析方法。

【請求項5】 第1、第2のデジタル胸部画像を得る手段と、

前記第1、第2のデジタル画像のうちの一方に非線形歪みを与え前記第1、第2のデジタル画像を位置合わせする手段と、

前記非線形歪みが与えられた画像と他方のデジタル画像とをサブトラクション処理する手段とを具備することを特徴とする時間的に連続なデジタル胸部画像をコンピュータ解析する装置。

【請求項6】 前記位置合わせ手段は、

前記第1、第2のデジタル画像内で複数の関心領域を選択する手段と、

前記第1、第2のデジタル画像内の対応する関心領域の各組に対してローカルマッチングを行う手段と、

前記第1、第2のデジタル画像内の対応する関心領域の間のオフセットを示すシフト値のマッピングを行う手段と、

前記マッピングされたシフト値にカーブフィッティングを行なう手段と、

前記第1、第2のデジタル画像の一方に非線形歪みを与える手段と、

前記非線形歪みが与えられた画像と他方のデジタル画像とを減算する手段とを具備することを特徴とする請求項5に記載のコンピュータ解析装置。

【請求項7】 前記非線形歪みを与えることにより前記非線形歪みが与えられた画像と他方のデジタル画像とをサブトラクション処理が実行できるように前記第1、第2のデジタル画像の対応する画素の位置が合わせられることを特徴とする請求項5に記載のコンピュータ解析装置。

【請求項8】 前記非線形歪みの程度を決定する前にマッピングされたシフト値にカーブフィッティングを行なう手段をさらに具備し、該カーブフィッティング手段はマッピングされたシフト値に多項式関数をフィッティングさせる手段を有することを特徴とする請求項5に記載のコンピュータ解析装置。

【請求項9】 位置合わせを行なう前に前記第1、第2のデジタル胸部画像に前処理を行う手段をさらに具備することを特徴とする請求項1に記載のコンピュータ解析装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、例えば胸部X線画像のようなデジタル医用画像のコンピュータ解析の分野に関し、2枚の画像の間の違いがデジタル画像処理技術を用いて検出することができるように1枚を他方に先だって得た一人の患者についての1組の画像の間に生じる微妙な経時変化を強調するために用いられるコンピュータ解析に関する。

【0002】

【従来の技術】 臨床医療では、同じ患者の過去に撮影した胸部X線画像との比較は重要であると考えられてきた。ほとんどの後方-前方(POSTERO-ANTERIOR: P-A)胸部X線画像は過去に撮影したX線画像と並べて観察される。比較しながらの読影は、読影者が異常を発見し、その程度を決めることの助けとなる。また、比較しながらの読影は、既知の病巣の時間変化を検知し、処置の効果を評価するためにも重要である。しかし、Greene, "Missed Lung Nodules...", Radiology, vol.182, pp.1, 8-9, 1992と、Austin, "Missed Bronchogenic Carcinoma...", Radiology, vol.182, p.1, 115-122に記述されているように、連続した胸部X線画像を観察しているときでさえ、読影者は重要な経時変化を見落としてしまうことがある。このような誤りが生じるのは、部分的には2枚のX線画像を交互に見て比較することが難しいことや、2枚のX線画像の間で濃度、コントラスト、または患者の姿勢が違っていること等に原因がある。数多くの

異常がある患者の経時変化は見落とされることがある。というのは、いくつかの異常は変化を示さない他の異常でカムフラージュされてしまうからである。したがって、読影者に注意を促すとともに病理学上重要な変化を検知する率を高めるために、時間的に連続した胸部X線画像における経時変化に関連した情報を得ることは重要なことである。経時変化とは、ここでは前回の検査の後で今回の検査の前に生じた病理学的変化と定義している。

【0003】一般に、患者の姿勢、X線の照射の状態やその他の露光条件等に関してX線画像を再現することは困難である。また、患者の呼吸や心拍は、通常2枚の画像の間では異なった状態にあり、そのため、肺、横隔膜、心臓の大きさや形が違ってしまふ。そのため、1枚の画像の画素が他方の画像で全く同一の解剖学的な構造に対応する画素から差し引かれるような画像の位置合わせ技術が必要である。さらに、3次元の対象物を2次元に投影していることになるX線画像は、単純な方法で正確に位置合わせをすることが困難である。図11は時間的に連続した複数組のP-A胸部画像での位置ずれの様々な原因を示している。これらは40組以上の画像を調べて得られたものである。ほとんどの組で、これらの原因の組み合わせによって位置ずれが起こっている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】本発明は上述した事情に対処すべくなされたもので、その目的は、時間的に連続したデジタル医用画像の間の経時変化を検知するために強調した画像を用いて診断の精度を高めるためのコンピュータ化された方法及び装置を提供することである。

【0005】本発明の関連する目的は、1枚の画像を非線形に歪ませた後に、歪ませた画像と他方の画像の差分をとることによって時間的に連続した1組の胸部画像の位置合わせ処理を行うためのコンピュータ化された方法及び装置を提供することである。

【0006】さらなる目的は、患者の時間的に連続した1組の画像のうちの1枚を非線形に歪ませることが2枚の画像での多くの小さな関心領域(region of interest: ROI)に適用されるローカルマッチング技術に基づいている画像の位置合わせとサブトラクションを行なうためのコンピュータ化された方法及び装置を提供することである。

【0007】本発明のさらなる目的は、時間的に連続した1組の胸部画像をマッチングさせ、2枚の画像間のサブトラクションを行ない、2枚の胸部画像の画像解析によって得られたデータに基づいて画像上の多くの小さなROIを選択することを含む画像位置合わせ技術を用いて肺疾患を強調し検知するためのコンピュータ化された方法及び装置を提供することである。

【0008】本発明の別の目的は、時間的に連続した2

枚の画像上の多くの小さなROIにローカルマッチング技術を適用した結果を示すマッチングシフト値を決定することに基づいて、2枚の画像の間の位置合わせを行うために非線形歪み技術を用いた時間的に連続した1組の医用画像の間の経時変化を検知するためのコンピュータ化された方法及び装置を提供することである。

【0009】本発明の別の目的は、画像の中で異常の疑いのある領域を強調し検知するためにデジタル化された1組の画像のサブトラクションを行ない、デジタル画像のサブトラクション処理を可能とするために2枚の画像のうちの一方に適用される非線形歪み技術に基づいて2枚の画像が互いにマッチングされ、その結果、非線形歪み技術は2枚の画像の間の対応する場所の間のシフト値のマッピングを用いて行なわれ、シフト値のマッピングはシフト値にフィットさせた2次元の多項式関数に基づいている方法及び装置を提供することである。

【0010】本発明の別の目的は、重み係数が各シフト値の多項式フィッティングへの寄与の程度を表している多項式関数を複数のシフト値にフィッティングさせる重み付けフィッティング技術を用いる画像の位置合わせとサブトラクションを行なうための方法及び装置を提供することである。

【0011】本発明の別の目的は、フィッティング技術はローカルマッチング処理に関する情報、および/または画像解析結果に基づいて決定された重み係数を有する重み付け技術であり、2枚の画像で対応する位置の間の位置ズレの量を示す複数のシフト値に多項式関数をフィットさせる重み付けフィッティング技術を用い、時間的に連続した1組の医用画像において異常を強調し検知することを可能にするコンピュータ化された方法を実行するための方法及び装置を提供することである。

【0012】

【課題を解決するための手段】上記のまたは他の目的を達成するために、本発明は、既知のX線技術を用いることによって撮影され、さらにデジタル化され、デジタルコンピュータによって処理される1組の胸部画像が生成されるコンピュータ化された方法を含んでいる。本技術は、サブトラクション処理が行えるように複数の画像の中で対応する位置どうしを位置合わせする画像位置合わせ技術を含んでいる。この2枚の画像のサブトラクションを行なうことによって、間質性疾患や腫瘍等の異常を示していると考えられる2枚の画像の間の微妙な違いが強調される。2枚の画像の位置合わせを行うために、非線形歪みが2枚の画像の一方に適用されて、2枚の画像の対応する場所の間の必要な位置合わせが得られる。この非線形歪み法は、胸部画像の解剖学的構造に関する検知された情報に基づいて選択された多くの小さな関心領域(ROI)のローカルマッチング技術に基づいている。このローカルマッチング技術は、2枚の画像の対応する場所の間のシフト値をマッピングするものであ

5

る。ここで、シフト値のマッピングはローカルマッチング量、またはROIに対して行われる画像データ解析の結果に基づく重み係数を用いるカーブフィッティング技術によってなされる。

【0013】

【作用】本発明によるコンピュータ化された方法及び装置によれば、強調した画像を用いて時間的に連続したデジタル医用画像の間の経時変化を検知し、診断の精度を高めることができる。

【0014】

【実施例】以下、図面を参照して本発明によるコンピュータ化された経時変化検出方法及び装置の実施例を説明する。図1は本発明に基づく基本的な概念がフローチャートとして図示している。この図を見てわかるように、本発明の方法は第1、第2の1組の画像のデジタル化（ステップ10、20）と、画像位置合わせ（ステップ40）と、画像のサブトラクションを行なうこと（ステップ50）とを含んでいる。デジタルX線画像の代わりに、蓄積型の蛍光管を用いたシステムやCCDを用いたシステムを使って直接得られるデジタル胸部画像を使用することができる。括弧付きで書かれているステップ30と60は行うことが望ましいが、本発明の方法を実行するのに不可欠なものではない。差分画像はステップ70で出力される。

【0015】図2は時間的に連続した一組の胸部画像の間の経時変化を強調するときの全体像をより詳しく図示したものである。この方法は1組の胸部X線画像をデジタル化するステップ（ステップ10、20）と、多くの小さな関心領域（ROI）を選択するステップ（ステップ41、42）と、選択されたROIを用いて画像の位置合わせをするステップからなる。画像の位置合わせは、2枚の画像の対応するROIの各組に対して適用されるローカルマッチング（ステップ43）と、対応するROIの各組の間のローカルマッチングの量を示すシフト値のマッピング（ステップ44）からなっている。カーブフィッティング（ステップ45）がこのマッピングされたシフト値に適用され、このカーブフィッティング解析の結果に基づいて2枚の画像のうちの一方に非線形の歪みが与えられる（ステップ46）。最後に対応するROIの各組に対して、歪まされた画像と歪んでいない画像との間のサブトラクションが行なわれる（ステップ50）。このサブトラクション画像が出力され（ステップ70）、読影者はこのサブトラクション処理によって得られた結果と時間的に連続した画像とを横に並べて比較することができる。ステップ30、60は実施した方が望ましいが本発明にとって本質的なものではない。

【0016】図3はふたつのデジタル化された2枚の画像内でROIを選択する過程（ステップ41、42）を示している。この過程は胸部画像の解剖学的構造の解析（ステップ11、例えば胸郭の端の位置等）と、各R

6

OIの中心間距離の決定（ステップ14）と、その中心の位置の決定（ステップ13）からなっている。ROIの大きさや形もまた選択される（ステップ15）。このようにしてROIの場所が決定される（ステップ47）。ステップ12も必要に応じて行うステップであり、本発明に必要なものではない。

【0017】本発明に従ったローカルマッピング技術を用いたシフトマッピング技術は図4に示してある。この図からわかるように、シフトマップが決定され（ステップ80）、胸部画像のテンプレートROIと探索領域ROIの間の類似性の解析（ステップ81）、解剖学的構造の解析（ステップ82）、画素値分布の解析（ステップ83）の後で重み付けカーブフィッティング技術で用いられる重み係数が決定される（ステップ84）。重み付けフィッティングが行われた後で（ステップ85）シフトマッピング計算では直接計算できない値を推定するために補間（内挿／外挿）技術が適用される（ステップ86）。次に、フィットされたシフトマップが作られる（ステップ87）。ステップ81～83は必要に応じて行えばよい。

【0018】ローカルマッチング技術は2枚の画像、すなわちテンプレートROI画像と探索領域ROI画像におけるROIの選択を含んでいる。このテンプレートROIはもうひとつの画像中の探索領域ROIに対して最もよく一致するように探索領域ROIの中を移動される。図5に示されているように、この探索領域ROIとテンプレートROIはコンピュータによって自動的に選択される。図5では、各画像におけるROIの中心が数多くの点で示されている。

【画像位置合わせ技術】本発明で用いられている画像位置合わせ技術の基本的な概念は、サブトラクション処理が実行できるように2枚の画像の間の位置合わせを改善するために、2枚の画像のうちのひとつを非線形に歪ませる方法を用いている。非線形歪み処理は2枚の画像で対応している場所にある多くの小さな関心領域（ROI）のローカルマッチングに基づいて行なわれる。ローカルマッチング処理を行うためには、ひとつの画像の中で小さなテンプレートROIが選択される。もうひとつの画像では探索領域が選択される。そこでは、テンプレートサブ画像に一致するサブ領域が探索領域の中で探索される。言い替えると、第1の画像のテンプレートサブ画像に最も類似するサブ領域はもうひとつの画像の中の探索領域の中に必ず存在していなければならないことになる。この探索領域を画像全体とすることは可能であるが、解剖学的構造から見て対応すると思われる位置にあるテンプレートROIよりやや大きい領域を探索領域とすることが望ましい。これは精度を高め、また計算時間を短くするためである。

【0019】ROIは胸郭を含む肺領域で主に選択することが望ましい。何故ならば、肺のこの領域に最も重要

な診断情報があるからである。胸郭の端や横隔膜、心臓領域、縦隔の場所等の解剖学的構造の特徴を検知することができる既知の画像解析技術によって肺領域は特定することが可能である。こういった既知の技術は、例えば米国特許第4,851,954号に述べられている。

【0020】テンプレートと探索領域の中心位置も上述した画像解析技術に基づいて決定することができる。探索領域の中心は、対応するテンプレートの中心と解剖学的に見てほぼ同じ場所に位置しているべきである。テンプレートROIの中心と探索領域ROIの中心はそれぞれ10の画像に独立に上述した画像解析技術を用いて選択することができる。別のやり方として、同じ方法で一方の画像でテンプレートROIを選択し、胸郭の端や肺の中心線や肺の上端のような所定の解剖学的構造の相対的な位置の情報に基づいてテンプレートの中心点を全体的にシフトさせたり、及び／または回転させたりして他方の画像で探索領域の中心の場所を決めることもできる。この方法は肺領域のある断片的な部分に独立に適用するとさらに正確になる。例えば、図5に示されているように中心線によって分けられた右肺領域と左肺領域に独立に20適用した場合である。図5はテンプレートの中心が胸郭領域の中に、肺の中心線と上辺の交点の相対的な位置に基づいてテンプレートの中心をシフトさせることによって得られた対応する探索領域の中心として選択されているところを図示している。

【0021】テンプレートROIの大きさは好ましくは直径5～50（mm）であり、さらに好ましくは直径15～40（mm）である。ここで選択される大きさは使用されるローカルマッチングアルゴリズムの特性にもよる。図6、図7に示されているように、テンプレートROIのサイズが小さすぎると、マッチングの正確さが低下してしまう。一方、サイズが大きすぎると処理時間が長くなってしまふ。また、サイズが大きすぎると、ROI全体に対するマッチングはROIの中心部分でのマッチングと同じではなくなってしまう。言い替えると、ひとつの大きなROIがテンプレートROIと探索領域ROIのそれぞれに用いられたとすると、広い領域に対して解析が行われるためにROIの中の構造が変わってしまう。したがって、そのような2枚の領域でマッチングを行なおうとすると、2つのROIのある部分はよく重なるが、他の部分がマッチングしないことがおきる可能40

性がある。探索領域ROIのサイズは対応するテンプレートROIより大きくすべきであり、好ましくは直径10～40（mm）である。図6、図7では探索領域サイズはROIサイズ+22,4とされている。探索領域ROIのサイズもまた検知されるべき経時変化の大きさに依存している。探索領域ROIのサイズが小さすぎると、マッチングの正確さが低下する。一方、サイズが大きすぎると、対応する領域はマッチするが、心臓の大きさの変化や横隔膜の変化等の病理学的な経時変化が減少せられてしまう。2枚の領域の中心間の距離は好ましくは5～30（mm）である。しかし、この距離が小さすぎると、処理時間が相対的に長くなる。一方、この距離が大きすぎると、歪み処理の正確さが低下してしまう。テンプレートと探索領域ROIの形は図8に示されている多くのバリエーションのうちのいずれのものでも良い。

【0022】ROIは胸郭全体を覆うように位置している必要がないことに気をつけるべきである。例えば、縦隔領域の非常に低濃度の部分では肺領域に較べてROIは少なくても良い。何故ならば、その部分は診断では重要ではないからである。縦隔の領域では中心間の距離を長くしたり、縦隔領域の中心部分の低濃度領域ではROIを選択しないようにすることができる。縦隔は胸部画像の中心近くに見られる白い領域であり、これは脊椎及び関連する解剖学的構造のためである。したがってこの領域の濃度は低く、そのためこの領域からは多くの情報は得られず、ここでは少ない数のROIしか選択されない。

【0023】本発明のローカルマッチング技術は、対応するテンプレートROIに「最も良く」マッチする探索領域ROIの中のサブ領域を決定するために用いられる。「最も良く」マッチするということは、決定されたサブ領域の中の画像データとテンプレートの中の画像データの間の類似性が探索領域の中の他の可能なサブ領域よりも高いという意味である。2枚のサブ画像の間の類似性を評価し、「最も良く」マッチすることを決定できる、現在知られているいずれのアルゴリズムもローカルマッチングのために用いることができる。以下の式と図9は正規化相互相関法を示したものである。

【0024】

【数1】

$$C_{x'y'} = \sum_{j=1}^J \sum_{i=1}^I \frac{\{A(i,j) - \bar{a}\} \{B_{x'y'}(i,j) - \bar{b}\}}{\sigma_a \cdot \sigma_b} \quad (1)$$

$$\bar{a} = \frac{1}{I \cdot J} \sum_{j=1}^J \sum_{i=1}^I A(i,j)$$

$$\sigma_a^2 = \sum_{j=1}^J \sum_{i=1}^I \{A(i,j) - \bar{a}\}^2$$

$$\bar{b} = \frac{1}{I \cdot J} \sum_{j=1}^J \sum_{i=1}^I B_{x'y'}(i,j)$$

$$\sigma_b^2 = \sum_{j=1}^J \sum_{i=1}^I \{B_{x'y'}(i,j) - \bar{b}\}^2$$

【0025】ここで、AとBが等しい場合は、 $C=1$ である。上式は正規化相互相関値を最大にするサブ領域を見つけるために使用される。Hall著「コンピュータ画像処理と認識(Computer Image Processing and Recognition)」アカデミックプレス(Academic Press)、1979年、として知られている正規化しない一般的な相互相関法も使用することができるが、2枚のサブ画像間の平均画素値の違いの影響を低減させるためには正規化の方が好ましい。

【0026】本発明に従ってローカルマッチング処理を行うことができる第2の方法は最小二乗差分法を用いることである。この方法によれば、次式に基づいて2枚の画像の対応する位置の間の差の二乗和を最小にするサブ領域が決定される。

【0027】

【数2】

$$S_{x'y'} = \sum_{j=1}^J \sum_{i=1}^I \{A(i,j) - B_{x'y'}(i,j)\}^2 \quad (2)$$

* 30

$$P_{x'y'} = F^{-1} \left\{ \frac{F(u,v)}{|F(u,v)|} \cdot \frac{G_{x'y'}(u,v)}{|G_{x'y'}(u,v)|} \right\} \quad (4)$$

ここで

$F(u,v)$ は $A(i,j)$ のフーリエ変換

$G(u,v)$ は $B_{x'y'}(i,j)$ のフーリエ変換、

$F^{-1}\{\}$ は逆フーリエ変換である。

【0032】正規化相互相関法、最小二乗差分法、及びフーリエ変換位相相関法ではマッチングの正確さに関して最も良い結果が得られる。上記のローカルマッチング技術を用いて良い結果を得ることができたパラメータの例は次のようなものである。画素の大きさは0.7mm、テンプレートROIのサイズは2.4mm×2

* 【0028】この式は正規化相互相関法を用いて得られる結果と同じ結果を与える。本発明に従った2枚の画像位置の間でローカルマッチングを行う第3の方法は最小差分法である。この技術によれば、以下の式を用いて2枚の画像で対応する各場所(画素)の間の差の絶対値の総和を最小にするサブ領域が決定される。

【0029】

【数3】

$$D_{x'y'} = \sum_{j=1}^J \sum_{i=1}^I |A(i,j) - B_{x'y'}(i,j)| \quad (3)$$

【0030】本発明に従った第4のローカルマッチング法はフーリエ変換位相相関技術を用いるものであり、2枚のサブ画像のフーリエ変換の位相項の間の相関を最大にするサブ画像が以下の式にしたがって決定される。

【0031】

【数4】

2. 4mm (32×32画素)、探索領域のサイズは44. 8mm×44. 8mm (64×64画素)、中心間距離は7. 0mm (10画素)、正規化相互相関法を使用している。

【0033】ローカルマッチングアルゴリズムを用いた計算是画素毎に行う必要がないということにも注意すべ

きである。つまり、処理時間を節約するためにテンプレートROIと探索領域ROIの両方で画素を飛ばすことができるということである。上記のローカルマッチング技術を用いて良い結果を得ることができたパラメータの例は次のようなものである。画素の大きさは0.7mm、テンプレートROIは22.4mm×22.4mm (32×32画素)、探索領域の大きさは44.8mm×44.8mm (64×64画素)、中心間距離は7.0mm (10画素)、正規化相互相関法を使用している。計算は2画素毎に1画素を飛ばし各テンプレートについて16×16画素で行なわれた。計算の結果得られる位置合わせは画素を飛ばさない場合に得られる結果とほぼ同じであり、処理時間は画素を飛ばさない場合の1/4に減少した。

【0034】上述のローカルマッチング技術のうちのひとつをテンプレートの各中心に対して2あるいはそれ以上のステップで行うことができる。例えば、第1のステップとして、比較的大きなテンプレートROIと比較的大きな探索領域ROIを選択することができる。次に、「最も良く」マッチするサブ領域の中心のおおよその位置を見つけるために画素を飛ばして粗いローカルマッチング法を行なうことができる。次に、おおよその「最も良く」マッチする場所近くで小さなテンプレートROIと探索領域ROIが、ローカルマッチングの第2のステップとして厳密なローカルマッチングを行うために選択される。適切なパラメータが選択されたならば、この方法は正確さを高め、また処理時間を節約する。

【0035】上記の方法に使用されたパラメータの例は以下の通りである。画素の大きさは0.7mm、テンプレートROIは第1のステップでは44.8mm×44.8mm (64×64画素)で、第2のステップでは11.2mm×11.2mm (16×16画素)、探索領域の大きさは第1のステップでは67.2mm×67.2mm (96×96画素)で、第2のステップでは19.6mm×19.6mm (28×28画素)、中心間距離は7.0mm (10画素)、正規化相互相関法を使用している。第1のステップでは4画素毎に1画素を計算するように画素を飛ばして各テンプレートについて各16×16画素に対して計算が行われた。この結果得られた位置合わせは上述の結果とほぼ同じであり、画素を飛ばさない場合に較べて計算時間は1/3に減少した。

【0036】テンプレートROIと探索領域ROIにローカルマッチング技術を適用することにより、「最も良く」マッチするサブ領域の中心の場所のカーテシアン座標を見つけることができる。これは探索領域で(x', y')で表される。図9に示されているように、(x', y')とテンプレート(x, y)の中心の場所の間のx方向とy方向の間の距離はそれぞれシフト値Δx, Δyと呼ばれる。多くのテンプレートと探索領域の

組から得られた胸部画像の重要な領域上のこれらのシフト値の分布は、画像のサブトラクション処理に先だって座標(x, y)の適切な幾何学的歪みを得るために必要となる重要な情報である。

【0037】図10はシフト値ΔxとΔyの分布を示すシフトマップの例を示しており、これは正規化相互相関法を用いたローカルマッチングによって得られたものである。ここで、画素の大きさは0.7mm、テンプレートの形状は22.4mm×22.4mm (32×32画素)の正方形となるように選択され、探索領域のサイズは44.8mm×44.8mm (64×64画素)となるように選択され、中心間距離は7.0mm (10画素)となるように選択された。

【0038】(x, y)座標を適正に歪ませるためには、上述のシフトマップを補間またはフィットさせ、胸部画像の各(x, y)座標に対応するΔxとΔyの値を得ることが必要である。これはΔxまたはΔyの値を補間することによって行うことができる。最隣接補間や線形補間、スプライン補間等のいずれの既存の補間法もこの目的のために用いることができる。しかし、補間の結果は、いくつかの「悪い」マッチングのテンプレートをを含む全ての結果に依存しており、また本当に経時変化した部分にも依存しており、この部分ではいずれにしろマッチングはできない。言い替えると、腫瘍やその他の間質性疾患の進行等の本当の経時変化があったとき、胸部画像に本当の変化が現れることになる。この場合、2枚の画像の特徴が違うため2枚の画像は完全にはマッチングしない。ローカルマッチングの理由は「マッチする」領域を可能な限り特定することであり、その後お互いをサブトラクションすることである。一方または両方の画像の低濃度領域、付加的なアーチファクト、あるいは疾患の進行による本当の変化が存在することにより、マッチングがうまくとれない領域がでてくる。例えば、図10では、ほとんどの領域では比較的滑らかであるにもかかわらず、ΔxとΔyの分布でシフト値が異常に大きい小さい特異点がいくつか見られる。これらの特異点は一般に経時変化を起こして組織、位置が変わってしまった解剖学的構造や器官、または心臓領域内の著しく濃度が低い領域に対応している。これらの特異点では、これらのテンプレートに対する「良い」マッチングを見いだすことができないので、シフト値は信頼できるものではなくなる。したがって、補間法が用いられたとすると、これらのテンプレート近くの補間によって得られたシフト値は正しくないシフト値になりがちである。

【0039】この影響を取り除くために、シフト値にカーブフィッティング技術が適用される。どのようなタイプのカーブフィッティング法もここで用いることができるが、米国特許第4,851,984号で知られるように、2次元のn次多項式関数(n≥2)によるフィッティングが滑らかさの点から好ましい。2次元のn次多項

式関数の一般的な形は次のようなものである。

*【数5】

【0040】

*

$$z(x,y) = a_1 + a_2x + a_3y + a_4x^2 + a_5xy + a_6y^2 + a_7x^3 + a_8x^2y + a_9 \\ + a_{10}y^3 + \dots + \frac{a_n(n+1)}{2}x^n + \frac{a_n(n+1)}{2}x^{n-1}y + \dots \\ + \frac{a_{(n+1)(n+2)}}{2}xy^{n-1} + \frac{a_{(n+1)(n+2)}}{2}y^n \quad (5)$$

$$Z(x,y) = \sum_{k=1}^{n+1} \sum_{m=1}^k \frac{a_{(k-1)k}}{2} x^{k-m} y^{m-1} \quad (6)$$

以下の式がシフト値へのカーブフィッティングを行うた ※【0041】

めに用いることができる。

※【数6】

$$\sum_{i,j} x_i^{k-m} y_j^{m-1} \left\{ z_{i,j} - \sum_{s=1}^{n+1} \sum_{t=1}^s \frac{a_{(s-1)s}}{2} \left(\frac{(s-1)s}{2} + t \right) x_i^{s-t} y_j^{t-1} \right\} = 0 \quad (7)$$

$$\sum_{s=1}^{n+1} \sum_{t=1}^s \frac{a_{(s-1)s}}{2} + t \sum_{i,j} x_i^{s-t+k-m} y_j^{t+m-2} = \sum_{i,j} x_i^{k-m} y_j^{m-1} z_{i,j} \quad (8)$$

【0042】ここで、 $k=1, 2, \dots, n+1$

$m=1, 2, \dots, k$

正確さを求める時には、3次以上の高い次数の多項式が好ましい。何故ならば、図19、図20に示されている原因によって生じるX線画像の位置ずれの本質的な性質から考えられるように、 x, y 座標を適正に歪ませることはかなり複雑な変換であると考えられるからである。

【0043】2枚の画像の位置合わせを向上させるためには、2次元の n 次多項式を用いた重み付けフィッティングが好ましい。そのような重み付けフィッティングによって、ひとつの画像領域の中の各点について0~1の範囲の重み係数が得られる。この重み係数は上の式(7)と(8)での係数 a_i ($i=1, 2, \dots$)を決定する際の関与の程度を表している。良い(信頼できる)マッチングを示しているシフト値には大きな重み係数を使用し、悪い(信頼できない)マッチングを示しているシフト値には小さい重み係数を用いるのが好ましい。この重み係数は、解剖学的構造の画像解析によるのと同様にローカルマッチング技術を用いて2枚の画像の間の類似性の解析、及び以下に述べる画素値の分布の解析に基づいて決定することができる。

【0044】ローカルマッチング法は、「最も良い」マッチングを示すサブ領域を決定するためにテンプレートROIと探索領域ROIの中で選択されたサブ領域との間の類似性を評価する。いずれのローカルマッチング法

も相互相関法における正規化相互相関値のような類似性の尺度を持っている。この場合、前述の式(1)に示されているように、正規化相互相関値が大きくなればなるほど、テンプレートに対するマッチングは良くなる。したがって、重み係数は、各テンプレートに対して「最も良く」マッチングしているサブ領域から得られる類似性の尺度に基づいて決定することができる。このとき、大きな類似性を有する良くマッチングしているシフト値は大きな重み係数を有するようにする。例えば、相互相関法がローカルマッチングに使用されたとすると、重み係数と正規化相互相関値の間の関係を定義づけるルックアップテーブルを作成することができる。図11に示されているように、シフトマップの中の全ての重み係数は、したがってこのルックアップテーブルを使って求めることができる。PとQの可能な値の例としては、Pは典型的には約0.65の値であり、Qは約0.9の値である。

【0045】肺領域は他の領域に較べてより重要な診断情報を含んでいるので、肺領域のテンプレートから得られたシフト値のフィッティングには大きな重み係数が与えられる。肺領域の場所は、米国特許第4,851,984号、第5,072,384号で公開されている胸部の端や横隔膜、心臓領域、縦隔等の特定の解剖学的構造を検知するための画像解析技術によって特定することができる。例えば、重み係数は横隔膜の下や縦隔の中央で

は0にされ、他の領域では1にされる。また、この方法が胸部画像における特定の領域での経時変化を調べるために用いられる場合は、それらの特定の領域には大きな重み係数が与えられる。例えば、縦隔、心臓、横隔膜周辺といった様々な場所の濃度の分布はしばしば非常に低く、そのためこれらの領域からはほとんど情報は得られない。したがって、これらの領域からの寄与は無視され、重み係数も0にされる。ヒストグラム解析からは、これらの領域についての最大と最小の画素値がこれらの場所を示す。低い画素値のおよそ10%は無視される。これらの領域は濃度が低いために、読影者に対してほとんどあるいは全く診断情報を与えないからである。また、重み係数は解剖学的構造の位置にも依存している。胸郭の端の外側ではほとんど診断情報は無く、この領域の外側でも相互相関、すなわちマッチングは無視される。

【0046】テンプレートから得られるシフト値のフィッティングのための大きな重み係数は診断上重要な領域から画素値の分布を解析することによって得られる。画像のデジタル化で高濃度の領域は大きな画素値へ変換されるならば、一般的には肺領域は比較的大きな画素値を持ち、一方、縦隔の領域は小さい画素値を持つ。それゆえ、縦隔領域の中央に対応する極めて低い平均画素値を持つテンプレートから得られたシフト値に対する重み係数は小さくするのが望ましい。胸部画像の中の異なった場所に対する重み係数を決定するために、重み係数と画素値の間の関係を定義するルックアップテーブルを作ることができる。例えば、重み係数は最小値と{最小値 + 0.1 × (最大値 - 最小値)} という画素値の間は0*

$$x + \Delta x = x' = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^{n-1} a_{ij} \cdot x^i y^j \quad (a)$$

$$y + \Delta y = y' = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^{n-1} b_{ij} \cdot x^i y^j \quad (b)$$

【0051】図14は図12のシフト値 Δx と Δy の組によって作られた $(x + \Delta x, y + \Delta y)$ の格子パターンの例を示している。上の式の係数 a_{ij} と b_{ij} は決定されていなくても良いということに注意が必要である。何故ならば、サブトラクション画像は、計算された Δx と Δy の値を使ってひとつの画像の点 (x, y) の画素値をもうひとつの画像の対応する点 $(x + \Delta x, y + \Delta y)$ の画素値から減算し、サブトラクション画像における点 (x, y) の画素値としてサブトラクション画素値を得ることにより生成されるからである。フィッティングされたシフト値 Δx と Δy は実数であるので、点 $(x + \Delta x, y + \Delta y)$ はデジタル化された画像で画素の間に位置させることができる。そのような場合、その画

*にされ、それより大きい画素値に対しては1とする。重み係数はこれら3つのタイプの解析の組み合わせに基づいて決定することができる。

【0047】図12は図10に示されたシフトマップから生成されたフィッティングされたシフト値 Δx と Δy の分布を示しているシフトマップである。重み付けフィッティングは、 $P=0.65$ 、 $Q=0.95$ とした図11に示されたルックアップテーブルを使って決定された重み係数を用いた2次元の10次多項式によってなされた。胸郭の外側の点のシフト値は線形補間(外挿)法によって決定された。

【0048】画素 (x, y) の場所の関数としてシフト値 Δx と Δy が得られた後、その (x, y) 座標の非線形変換を決定することができる。図13、図14に示されているように、得られた $(\Delta x, \Delta y)$ の組はひとつの画像における座標 (x, y) がもうひとつの画像における座標 $(x + \Delta x, y + \Delta y)$ に対応していることを示している。

【0049】図13は本発明に基づく非線形歪み処理を示す。左側の点線の格子はひとつの画像のカーテシアン座標 (x, y) を示し、この点線の格子に重なって示されている実線の格子はもうひとつの画像の対応する点 $(x + \Delta x, y + \Delta y)$ を示している。左側の実線の格子は適正な位置合わせを行うために右側に実線で示した格子に変形させられる。下に示した式はこの非線形な変換の一般的な形態を示している。

【0050】

【数7】

素値は隣接する画素を用いる補間画素値で代用できる。最隣接補間や線形補間、スプライン補間等のいずれの既存の補間法もこの目的のために用いることができる。

【0052】本発明に基づいた全体のシステムは図15、図16に示されている。これらの図に見られるように、デジタル画像入力装置100は同じデジタル画像をメモリ110、120に供給する。これらのメモリの各々はROI位置選択装置130によって受け取られる第1の出力を有している。第1画像メモリ110は歪み画像メモリ200によって受け取られる第2の出力を有している。第2画像メモリ120はサブトラクション演算装置120によって受け取られる第2の出力を有している。ROI位置選択装置130はROIの位置を選

択した結果をROI画像メモリ140とシフトマップ発生装置160に出力する。シフトマップ発生装置160はシフトマップ計算の結果をシフトマップメモリ170へ出力する。メモリ170には2枚の画像の間の値のマップが保存される。カーブフィッティング演算装置180はシフトマップメモリ170の出力を受け取り、上述のカーブフィッティングを行う。この結果はフィットシフトマップメモリ190に保存され、次に歪み画像メモリ200に出力される。歪み画像メモリ200に保存された歪みされた画像はサブトラクション処理を行うために、サブトラクション演算装置210に出力される。この計算の結果はサブトラクション画像メモリ220に保存され、続いて読影者が見られるように表示装置230に表示される。

【0053】図17、図18はカーブフィッティング技術を実行する際に用いられた重み係数を使った本発明に基づいたシステムの全体像を示している。この図に示されているように、画素値分布解析装置135は第1、第2画像メモリ110、120とROI位置選択装置130の間に直列に接続されている。さらに付加してある類似度メモリ155はローカルマッチング演算装置150で実行されたローカルマッチング計算の結果を保存するために設けられている。これらの結果は、次に、選択されたROIに適用される適当な重み係数を発生するために重み係数発生装置175へ出力される。図示されているように、これらの重み係数は重み付けカーブフィッティング演算装置185へ出力され、そこで上述したある次数の多項式へのフィッティングが行われる。図17、図18の残りの部分は図15、図16に示されているものと同じであるのでここでは説明を省略する。

【0054】本発明の技術による効果は図21～図34に示されている。図21と図22に示されているように、図22の画像には空気の浸潤は存在していないが、2年後の画像では浸潤の存在がはっきりわかった。本発明の技術を使うことによって、2枚の画像は位置合わせされ、デジタル的にサブトラクションされ、その結果患者の右肺の浸潤が強調された。

【0055】図24～図27は歪みされた画像と歪みされていない画像、この2枚の画像のサブトラクション画像(右下)を図示している。図28と図29はある患者の1組の画像を図示したものであり、図29は図28より2年前に撮影された古い画像である。これらの画像の差画像(サブトラクション画像)は図30に示されている。この図では、サブトラクション技術によって、2枚の画像の間で肥大した左上側の肺節のみが強調されて示されている。図31は心臓肥大を示し、2年前に撮影された同じ画像を図32に示している。図33に示されているこれらのサブトラクション画像は心臓肥大の程度と肥大に伴う心臓の欠陥に由来するプロフュージョン(profusion)(画像の下に示されている)を明確に示してい

る。図34は1組の画像のうちのひとつを全体的にシフトさせて得られたサブトラクション画像を示している。この図では解剖学的に特徴のある部分の位置合わせがうまく行われないことによる様々なアーチファクトの存在が認められる。

【0056】図24～図27は上述した画像位置合わせ処理法を用いて原画像のうちの1枚が歪みされている2枚の時間的に連続した原画像を用いた本発明で用いられているデジタル画像のサブトラクション処理の例を示している。処理の結果得られたサブトラクション画像も図示されている。図24～図27の例では、最隣接補間法が使用された。

【前処理技術】位置合わせ、及び/またはサブトラクション処理を改善するために、ROIの選択に先だって、またはローカルマッチングを行うのに先だって前処理を実行することができる。このような前処理技術の例は米国特許庁に継続中の米国特許出願第07/786,008号に開示されているような非線形濃度補正、マトリクスサイズリダクション、コントラスト強調、及び/またはエッジぼかし等である。前処理として非線形濃度補正を行うのが望ましい。何故ならば、この方法ではサブトラクション画像内で経時変化が起きなかった領域では均一な濃度が得られ、経時変化が生じた領域を強調するに有用だからである。

【後処理技術】より効果的に経時変化を可視化するために、または検知された経時変化について定量的な情報を得るために、2枚の画像のサブトラクション処理後に後処理を行うことができる。この例は、ウィンドウ処理、エッジ強調またはぼかし、及び/または閾値処理等である。また、例えば米国特許第4,907,156号、第4,839,807号、第5,072,384号及び米国特許出願第07/843,715号で述べられているような胸部画像の異常を検知するためのコンピュータ支援診断(CAD)技術もサブトラクション画像の後処理として適用することができる。

【サブトラクション画像の出力】サブトラクション画像は最終的なデータ出力として読影者が見ることができ。原画像をサブトラクション画像と比較するためにサブトラクション画像は原画像と並べて表示されるのが好ましい。サブトラクション画像はビデオ表示装置のようなソフトコピー、またはレーザフィルムプリンタやサーマルプリンタといったプリントアウトのようなハードコピーのいずれかの形で表示することができる。画像は、例えばウィンドウ処理のような適当なコントラスト強調処理を行った後表示するのが好ましい。フィルタリング、拡大といったその他のタイプの画像処理も画質を向上させるために表示に先だって実行することができる。

【0057】サブトラクション画像で経時変化を発見することが可能になる。サブトラクション画像で読影者はそれらの変化の起こっている可能性のある場所について

の情報を得ることができる。実際に起こっている可能性のある経時変化を検知するために、既存のCAD技術で使用されている閾値処理、フィルタリング、ヒストグラム解析、その他の画像解析技術が種々の画像解析処理技術が用いられる。経時変化が起こっている可能性のある検知された場所は、サブトラクション画像、または原画像に重ねて表示される矢印のような記号を使って独立した図形または数値データとして示される。経時変化が起こっている可能性のある検知された部分についてのサイズ、形状、経時変化についてのその他の重要な特徴といった場所以外の特徴もまた出力される。起こっている可能性のある経時変化についての情報を、サブトラクション画像上で得る代わりに原画像の組で得ることも可能である。

【0058】自動化された画像位置合わせ技術を用いたサブトラクション技術では、相互相関値（平均値）と処理時間はどちらもテンプレートのサイズが大きくなると増加することが実験によって示された。24×24よりも小さいテンプレートは望ましい結果を示さなかった。これらのサイズではシフト値にかなり大きいエラーが含まれるからである。48×48や64×64といった大きなサイズのテンプレートでは一般的に結果として得られる画像で良い位置合わせが見られた。しかし、ある領域では微細な構造のミスマッチが生じた。何故ならば、大きなテンプレートにおける最良のマッチングは常に中心における最良のマッチングを示すことに対応する訳では無いからである。32×32のサイズのテンプレートで十分な結果が得られる。非線形濃度補正技術の効果も露光量を1.41倍と0.84倍にした原画像を用いて実験的に調べられた。その結果、次のようなことがわかった。

【0059】(a) 露光量が0.5倍以下の画像についてのみ、濃度補正は胸部の端の検出能を高める。

(b) 濃度補正はローカルマッチングに影響しない。

【0060】(c) 濃度補正は背景を均一にするので、経時変化が起こっている可能性のある場所を強調するのに効果的である。自動位置合わせプログラムは前処理としての濃度補正に適用できるように変更された。20組のサブトラクション画像（18組にはinterval変化があり、2組には経時変化が無かった）が非線形濃度補正を含んだ自動化画像位置合わせ技術を用いて得られた。

【0061】その結果得られた画像は8×10インチのフィルムにレーザフィルムプリンタでプリントされた。平均的な処理時間はVAXステーション3500で約35分であった。得られた結果はほとんどの画像が非常に良好な位置合わせができたことを示していた。2枚のサンプルでは大きな位置合わせの誤りが生じた。そのうちのひとつは激しい前後（A-P）の傾きが原因であり、もう一つは探索領域ROIの選択に誤りがあったためである。以前に調べた手動による位置合わせと較べて、サ

ブトラクション画像は様々な経時変化をより強調することがわかった。この技術は陰性を調べるときにも有用であろう。変化がない画像のサブトラクション画像は、経時変化を示す画像に較べて、極めて均一な画像濃度を示す。ローカルマッチング処理で得られた相互相関値を定量的に解析するために、この解析を行うためのプログラムが作成された。これらの値の累積ヒストグラムが計算され、小さな相互相関値を持つテンプレートの場所が原画像上で特定される。このプログラムを使って先の20組が解析され、その結果、低い相互相関しか示さないある領域の周りにテンプレートが位置していることが分かった。これらの領域は以下のようなところである。

【0062】(a) 経時変化がある大きな病変。

(b) 経時変化がある心臓または横隔膜の境界。

(c) 経時変化があるかまたはそれがない大きな浸潤。

【0063】(d) 電極等身体に取り付けられた医療用装置。

(e) 角度が変わった鎖骨。

(f) 非常に濃度が低い領域。

【0064】(g) 激しいA-Pの傾きを持つ画像組の肺領域全体。

本発明は上述した実施例に限定されず、種々変形して実施可能である。上述の教示内容を照らして、本発明に対して様々な修飾及び変形が可能であることは自明なことである。

【0065】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、時間的に連続したデジタル医用画像の間の経時変化を検知するために強調した画像を用い診断の精度を高めることができるコンピュータ化された方法及び装置が提供される。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による画像位置合わせ及びサブトラクション処理の全体を示す図。

【図2】本発明による2枚の胸部画像のデジタル化からサブトラクション画像を出力するまでの基本的な流れを示す図。

【図3】ROIの選択処理を実行する方法を示す図。

【図4】マッピングされたシフト値に適用されるカーブフィッティングを実行する各ステップを示す図。

【図5】探索領域とテンプレートを含む第1、第2のデジタル化画像を示すX線写真。

【図6】テンプレートの大きさに対する相互相関値の関係を示す図。

【図7】テンプレートの大きさに対するローカルマッピングに要する処理時間の関係を示す図。

【図8】ローカルマッチング技術に使用される様々な形のテンプレートと探索領域ROIを示す図。

【図9】相互相関法を用いたローカルマッチング技術の一般的な原理を示す図。

【図10】2枚の画像の対応する位置間のシフトマッピングの結果を示す図。

【図11】シフトマッピング結果に対する重み付けフィッティングの一般的な原理を示す図。

【図12】図10に示されているシフトマップから2次元の n 次多項式を用いて生成されたフィッティングされたシフト値 Δx と Δy の分布のシフトマップを示す図。

【図13】本発明に従った x 、 y 座標の非線形歪みの概念を示す図。

【図14】図13に示されているような非線形歪みを与えられた画像に対応する格子状パターンのコンピュータ出力結果を示す図。

【図15】図16とともに本発明の技術を用いるためのシステムの全体像を示す図。

【図16】図15とともに本発明の技術を用いるためのシステムの全体像を示す図。

【図17】図18とともに本発明のシステムにおけるカーブフィッティング演算装置とともに使用される重み係数を説明する図。

【図18】図17とともに本発明のシステムにおけるカーブフィッティング演算装置とともに使用される重み係数を説明する図。

【図19】1組の時間的に連続した胸部画像の間で位置合わせの誤りを起こす様々な原因を示す図。

【図20】1組の時間的に連続した胸部画像の間で位置合わせの誤りを起こすさらに別の様々な原因を示す図。

【図21】患者の右上の肺葉に見られた空気空間浸潤を持つ胸部X線画像を示すX線写真。

【図22】図21に対応し3ヶ月前に撮影された空気空間浸潤が見られない胸部X線画像を示すX線写真。

【図23】図21の画像と図22の画像から得られたサブトラクション画像を示すX線写真。

【図24】患者の胸部X線画像を示すX線写真。

【図25】図24と同じ患者の肺の第2の画像を示すX線写真。

【図26】図24の画像を歪ませた画像を示すX線写真。

【図27】図26に示す歪ませた画像と図25に示す第2の画像から得られたサブトラクション画像を示すX線写真。

【図28】複数の結節を持つ胸部画像を示すX線写真であり、肺の中にある左側の不透明な領域として見えているように左上の肺葉にある結節の1つは空洞を発達させている。

【図29】図28の2年前に撮影されたX線写真であり、複数の結節は図28に見られるよりも目立っていない。

【図30】図28の画像と図29の画像から得られたサブトラクション画像を表すX線写真。

【図31】心臓肥大の存在を示すX線写真。

【図32】図31に見られる心臓肥大がある患者の2年前に撮影された肺の胸部X線画像を示すX線写真。

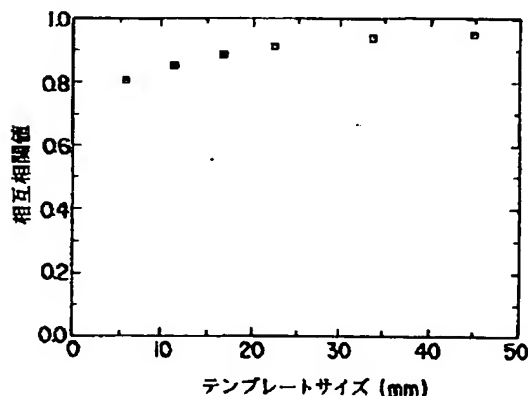
【図33】本発明の技術にしたがって図31の画像と図32の画像から得られたサブトラクション画像を示すX線写真。

【図34】本発明の技術を用いずに画像全体をシフトさせて位置合わせをすることによって得られたサブトラクション画像に現れる様々なアーチファクトによる影響を示すX線写真であり、ここではその影響は骨と血管のミスマッチにより非常に大きなものとなっている。

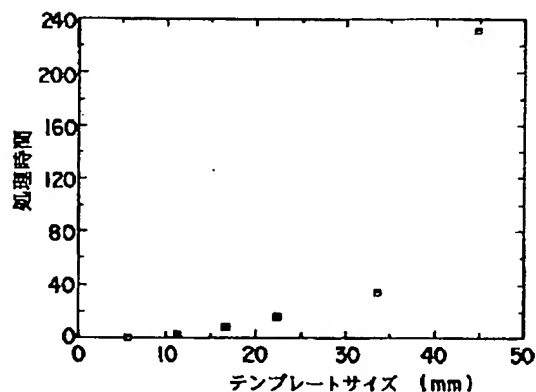
【符号の説明】

100…デジタル画像入力装置、110、120…デジタル画像メモリ、130…ROI位置選択装置、140…ROI画像メモリ、160…シフトマップ発生装置、170…シフトマップメモリ、180…カーブフィッティング演算装置、190…フィットシフトマップメモリ、200…歪み画像メモリ、210…サブトラクション演算装置、220…サブトラクション画像メモリ、230…表示装置。

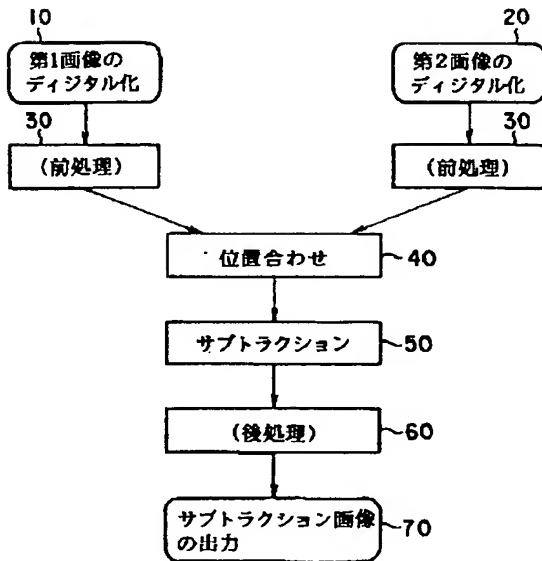
【図6】



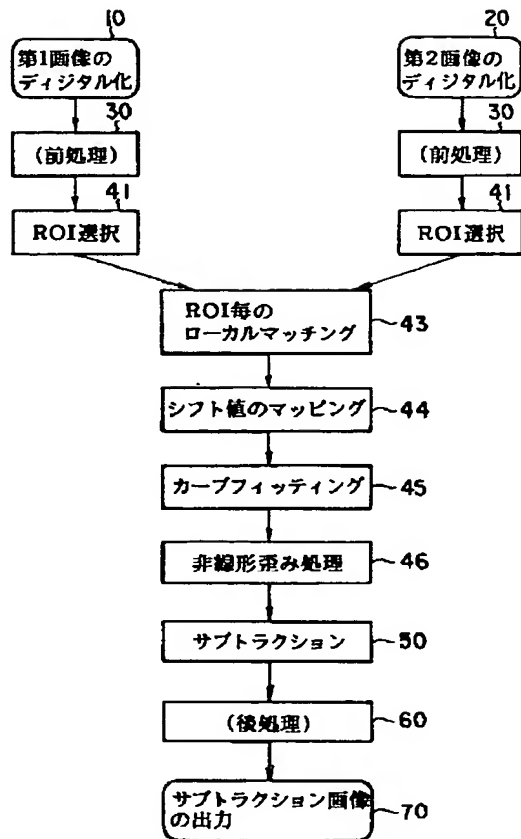
【図7】



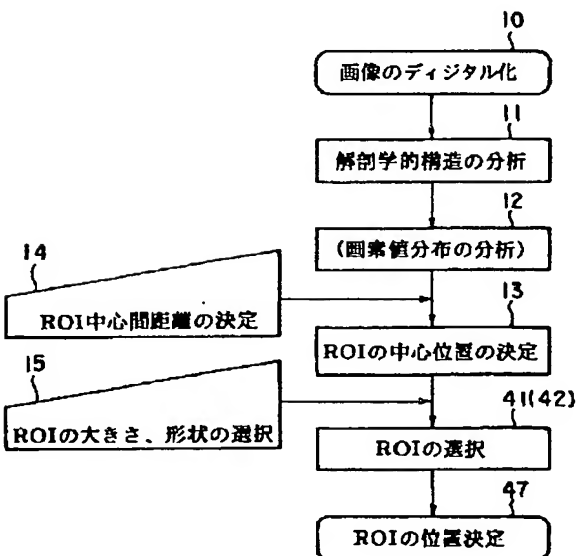
【図1】



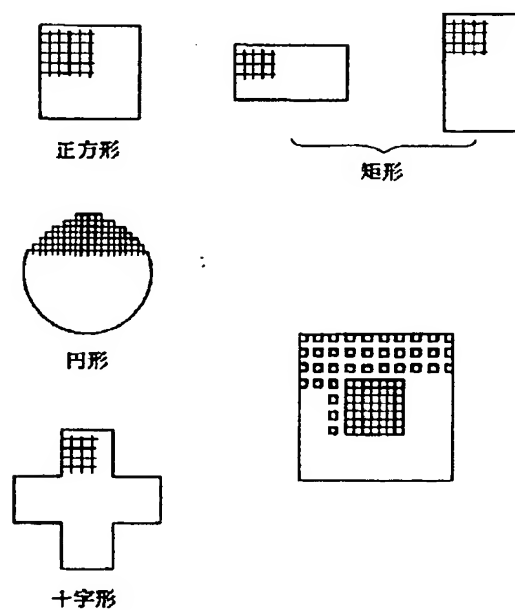
【図2】



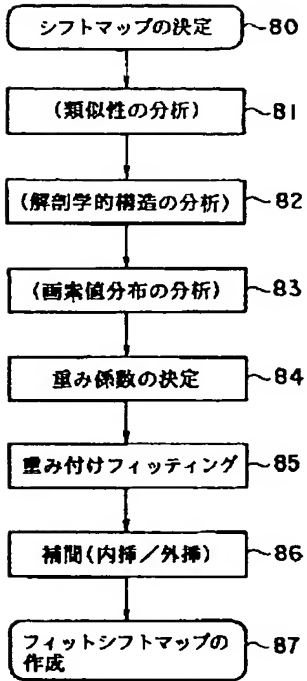
【図3】



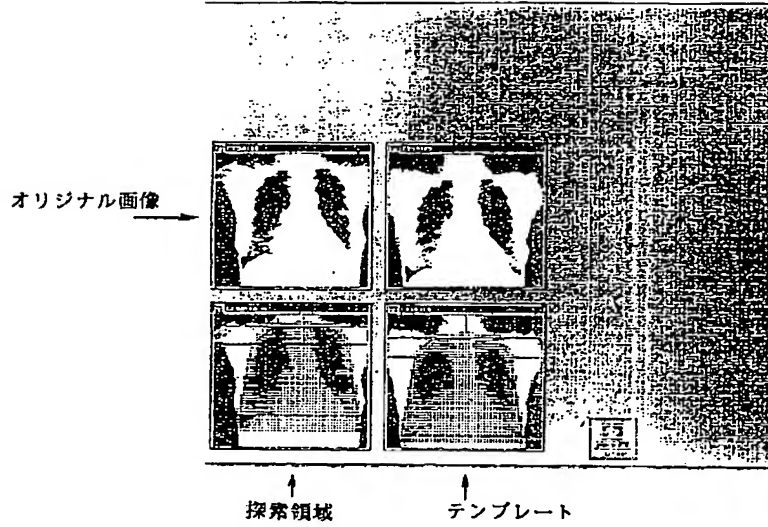
【図8】



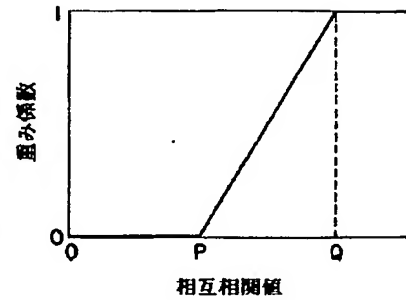
【図4】



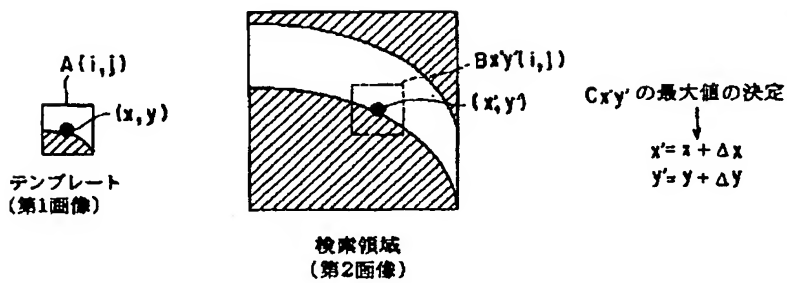
【図5】



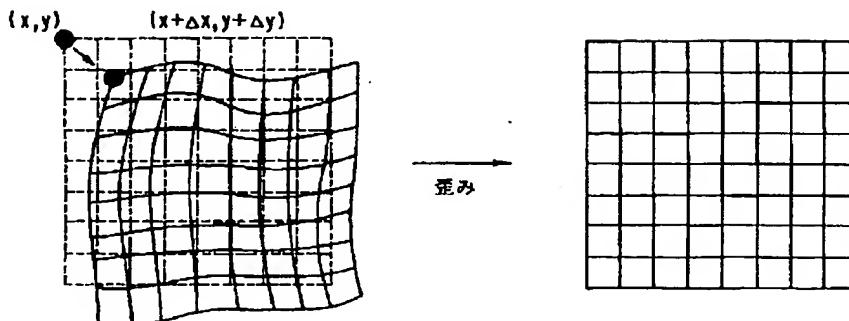
【図11】



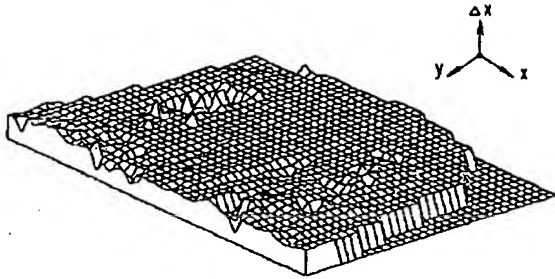
【図9】



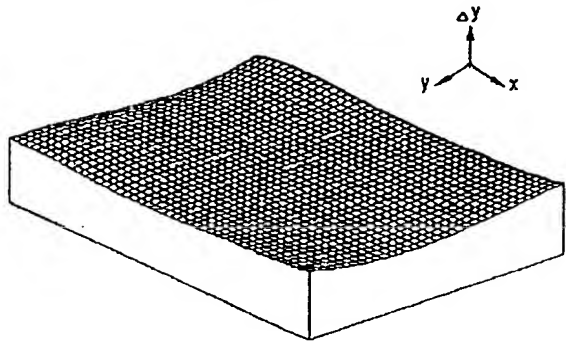
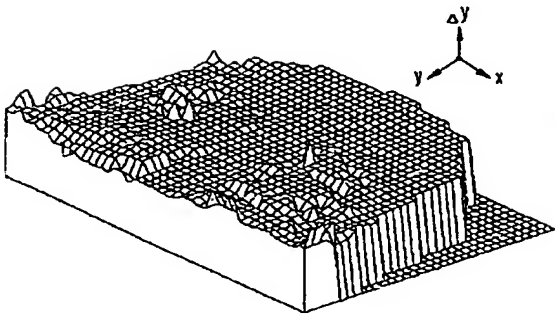
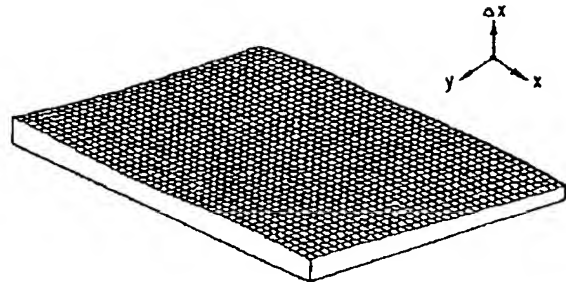
【図13】



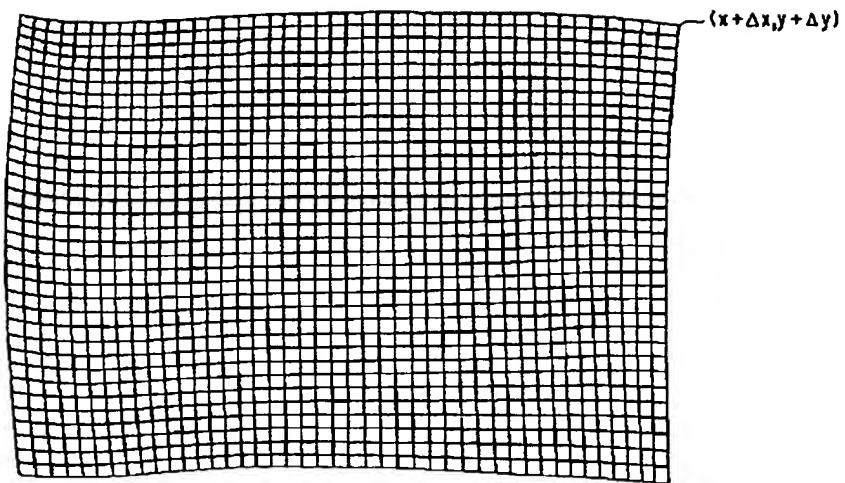
【図10】



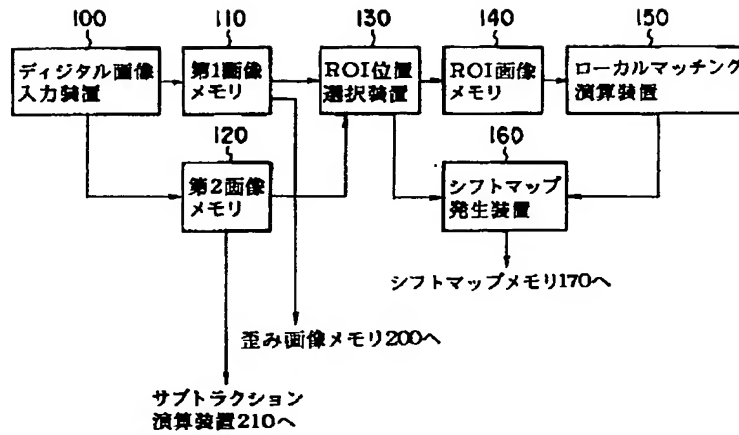
【図12】



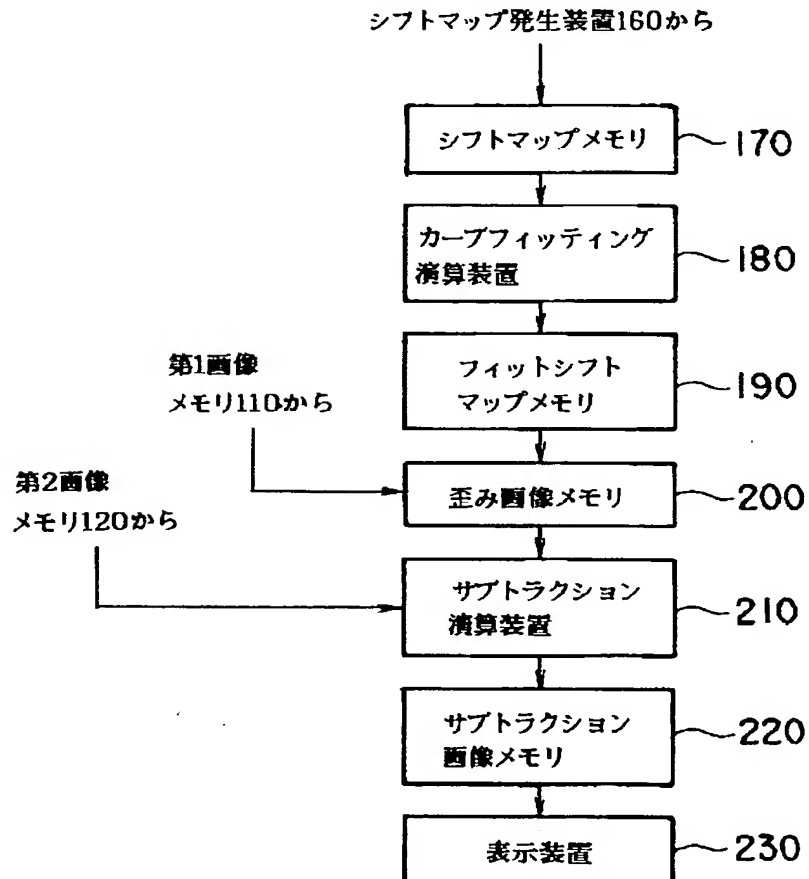
【図14】



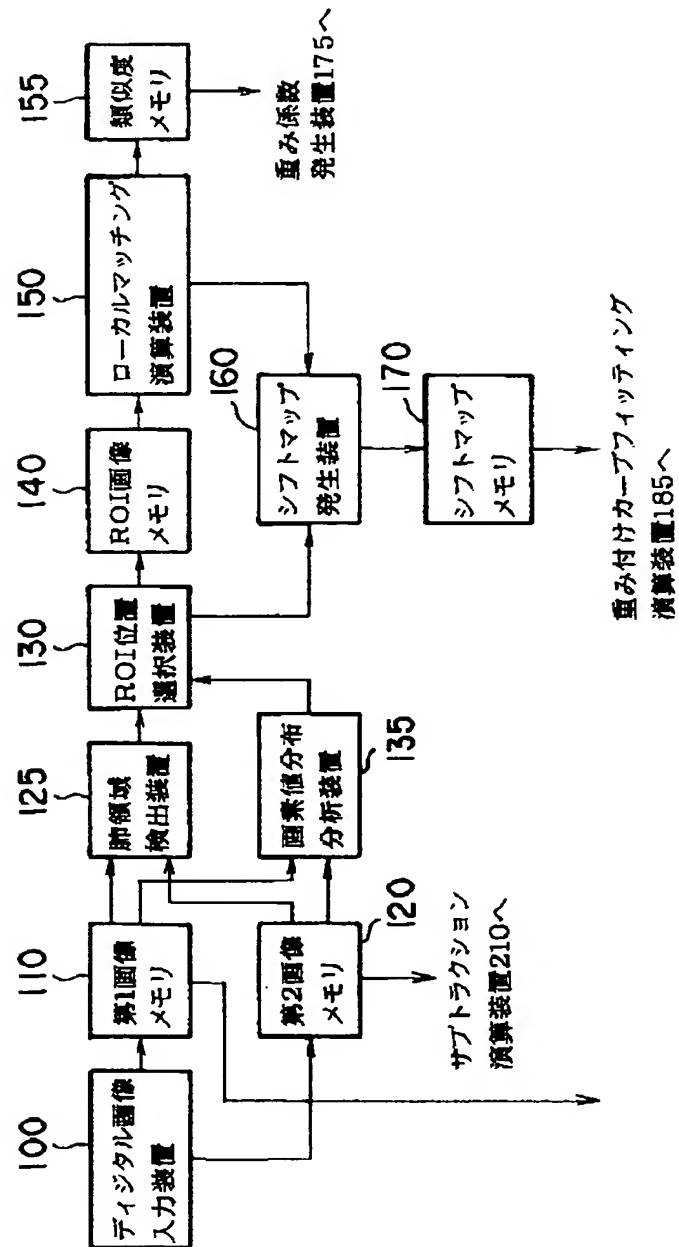
【図15】



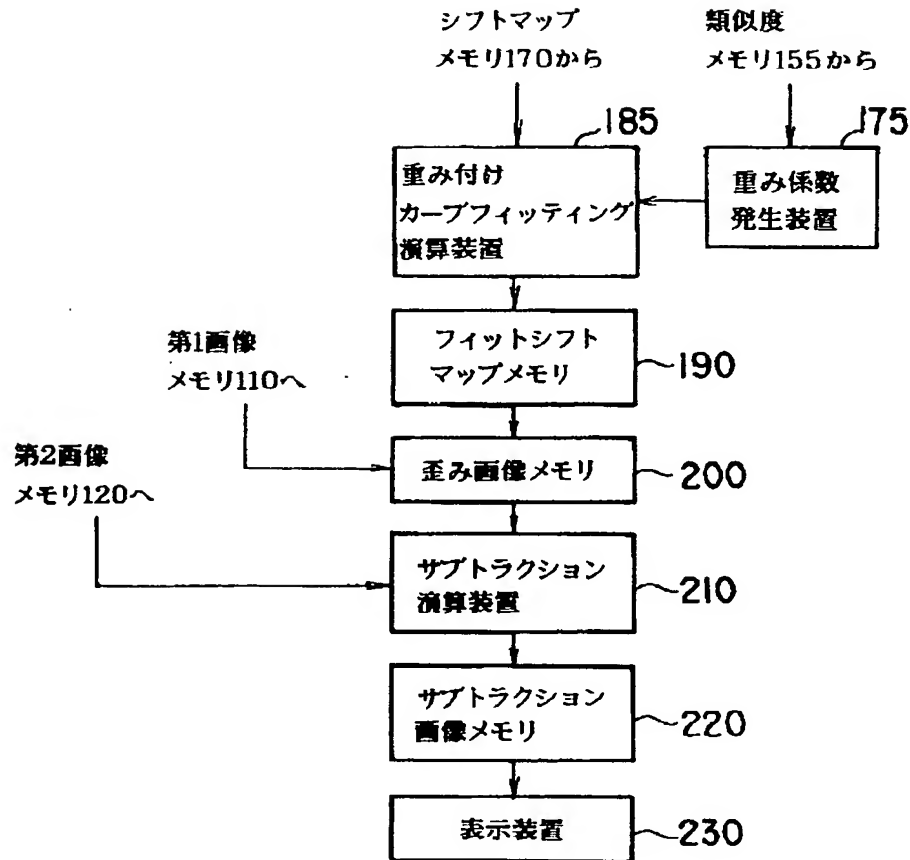
【図16】



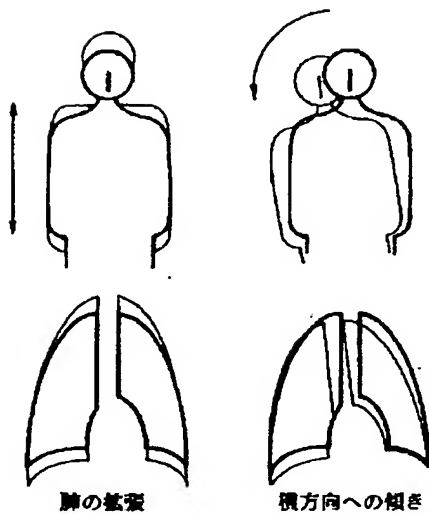
【図17】



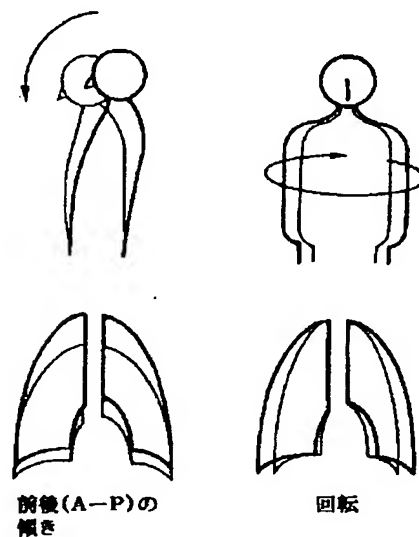
【図18】



【図19】



【図20】



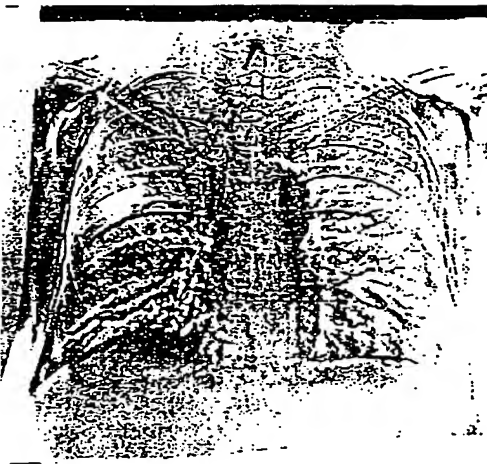
【図21】



【図22】



【図23】



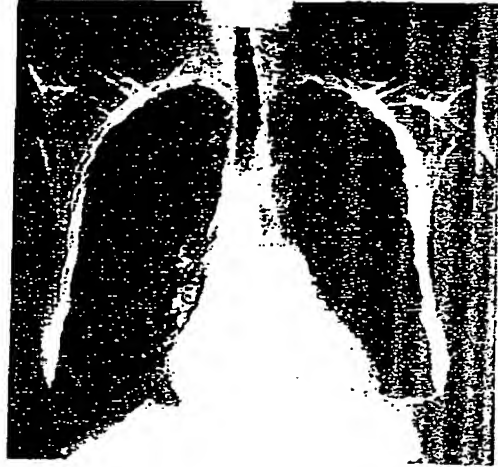
【図24】



【図25】



【図26】



【図27】



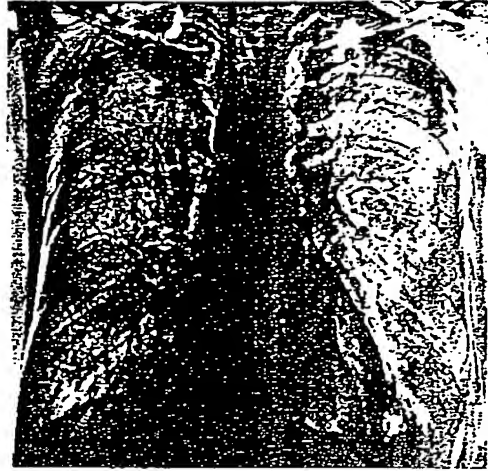
【図28】



【図29】



【図30】



【図31】



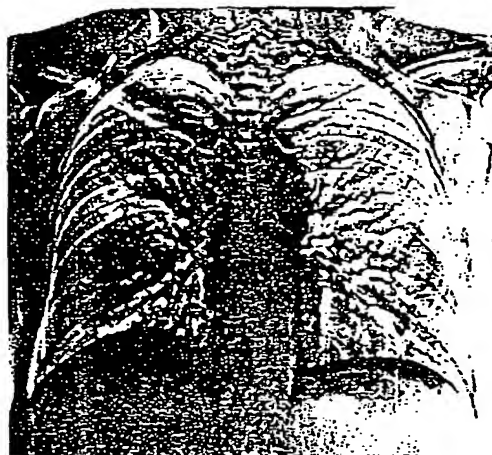
【図32】



【図 3 3】



【図 3 4】



フロントページの続き

(51)Int. Cl. ⁶	識別記号	序内整理番号	F I	技術表示箇所
G 0 6 T 3/00				
		9194-5L	G 0 6 F 15/42	X
		8420-5L	15/66	3 6 0